

ZUR ENDOPROTHESE DES HÜFTGELENKES
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG
DER MC KEE - WATSON - FARRAR -
PROTHESE

Alfred Köstler

1985

*Diss
München*

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität München

Komm. Direktor: Professor Dr.med. C.J. Wirth

Zur Endoprothese des Hüftgelenkes
unter besonderer Berücksichtigung
der McKee-Watson-Farrar-Prothese

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten
Medizin an der Ludwig Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von
Alfred Köstler
aus
Budapest/Ungarn

München 1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Professor Dr. med. K. H. Täger

Mitberichterstatter: Professor Dr. med. C. J. Wirth

Dekan: Professor Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 14. November 1985

Meinem Vater
und
meiner Frau

INHALTSVERZEICHNIS

5 -	1	Einleitung
6 -	2	Entwicklung der Hüftendoprothesen
	2.1	Anfänge
	2.2	Hüftkappenprothese
	2.3	Kopf-Halsprothesen
	2.4	Femurschaft-Endoprothesen
	2.5	Rotations-Hüftkopf-Prothese
	2.6	Totalhüftendoprothesen
	2.7	Methyl-Methacrylatprothesen
	2.8	Polyäthylen
	2.9	Prothese nach RING
	2.10	Polyazetal-Harz
	2.11	Zementfreie Prothesenverankerung
	2.12	Schalenprothese
	2.13	Fremdkörpergranulom
	2.14	Aluminium-oxid-Keramik
	2.15	Verbundhüftgelenkprothesen
27-	3	Entwicklung der McKEE-WATSON-FARRAR-Prothese
	3.1	"Erste Serie"
	3.2	"Zweite Serie"
	3.3.	"Dritte Serie"
	3.4	"Vierte Serie"
	3.5	Kobalt-Chrom-Legierungen
	3.6	Endgültiger Prothesentyp
33-	4	Diskussion
36-	5	Zusammenfassung
38-	6	Literaturverzeichnis

1 EINLEITUNG

Die Hüftarthroplastik mit Totalendoprothesen, der alloplastische Ersatz von Hüftkopf und Gelenkpfanne, hat während der letzten Jahrzehnte in der rekonstruktiven Hüftchirurgie neue Maßstäbe gesetzt und eine inzwischen weltweite Verbreitung erfahren.

Die Notwendigkeit Gelenkinsuffizienzen mit wirksamen therapeutischen Maßnahmen zu behandeln, nimmt mit dem ansteigenden Durchschnittsalter der Bevölkerung ständig zu. Die Insuffizienz des Gelenkkörpers entsteht dabei aus einer irreversiblen Schädigung des hyalinen Gelenkknorpels. Hieraus bildet sich durch Wechselwirkungen von Produkten des Knorpeldefektes mit immunologischen Reaktionen der Gelenkkapsel der vollständige Funktionsverlust über Bewegungseinschränkungen, Funktionsschmerzen und Gelenkfehlstellungen aus. Die Entwicklung endet in einem Circulus vitiosus, der zur vollständigen Zerstörung des Gelenkes führt. Dieser Prozeß läßt sich mit gelenkerhaltenden Therapiemaßnahmen nicht immer aufhalten, so daß in vielen Fällen nur der künstliche Gelenkersatz die Ursachen schwerer Schmerzzustände beseitigen kann.

Die Umgehung der Versteifung, die lange als einzige Möglichkeit galt schwere Gelenkerkrankungen durch eine radikale Maßnahme zu beenden, stellte die Medizin bereits am Anfang unseres Jahrhunderts vor eine wichtige Aufgabe.

2 Entwicklung der Hüftendoprothesen

2.1 Anfänge

Die Versuche ankylotische Gelenke wieder zu mobilisieren, haben ihren Anfang bereits im ersten Drittel des 19. Jahrhunderts genommen, wenn man die Schaffung künstlicher Pseudarthrosen zur Wiederherstellung der Gliedmaßenfunktionen in diesen Rahmen miteinbezieht.

Als Vorstadium einer hüftprothetischen Behandlung ist der Versuch anzusehen, einen direkten Kontakt zwischen den inkongruenten Gelenkflächen durch Zwischenlegen natürlicher und künstlicher Abstandhalter zu verhindern.

Schon 1885 hatte OLLIER (6) den Gedanken gefaßt, bei Gelenkplastiken Weichteile zu interponieren. Der Erfolg dieser Operation war nicht allzu groß, so daß die Anregungen von HELFERICH 1893 (6) und von MIKULICZ 1895 (6), Faszien oder Muskulatur einzulegen, fruchtbar werden mußten.

Während FOEDRE (6) noch um 1900 Schweinsblasen und Ovarialcystenwände benutzte, interponierte NELATON (2) zur selben Zeit Muskellappen. Obwohl QUENU 1902 (6) bis 1905 gute Erfolge mit der HELFERICH'schen Arthroplastik veröffentlichte, hatte MURPHY (2) die Technik durch die Einführung des gestielten Fettlappens (1904-1905) weiterentwickelt.

LEXER (6), der sich außerdem mit der Transplantation ganzer Gelenke befaßte, führte 1906 den Fett-Fascienlappen ein. 1910 berichtete PAYR (2) über die Einlage gestielter Fascien, Fett- oder Muskellappen.

Die Nachteile dieser Arthroplastiken, nämlich die Resorption des Interpositionsmaterials und die intraartikulären Versteifungen, führten schon frühzeitig zu Versuchen, nicht - resorbierbares Material zu gebrauchen.

CARNOCHAN (6) versuchte bereits 1840 ein Hüftgelenk zu mobilisieren, indem er Holz einlegte, 54 Jahre später experimentierte PEAN (6) mit einer Metallplatte. Um 1900 stellte CHLUMSKY (6) systematische Untersuchungen mit den verschiedensten Materialien an. Er legte in resezierte Kniegelenke von Hunden und Kaninchen Plättchen aus Zelluloid, Silber, Zinn, Gummi oder Billrothbatist ein. Die Resultate schienen gut. Weiterhin erprobte er resorbierbare Stoffe und verwendete Magnesiumplättchen von 0,1 bis 0,5 mm Dicke. Die dünnsten verschwanden schon nach 18 Tagen; die Erfolge bezeichnete er auch hierbei als gut. 1902 legte R.JONES (6) eine Goldplatte ein. Diese Operation war nach 21 Jahren noch erfolgreich, wurde aber nicht wiederholt. PUPOVAC (6) beschäftigte sich zur selben Zeit mit der Einlage von Magnesium und TAILOR (6) versuchte es 1912 mit einem Wachs-Lanolinemisch.

WHITMAN (66) ließ 1919 dies alles wieder fallen. Er stellte den modellierten Schenkelhals ohne Einlage natürlicher oder künstlicher Materialien in die Pfanne ein und legte einen Extensions-Abduktionsverband an.

2.2 Hüftkappenprothese

Diese vor ca. 1940 unternommenen Versuche mußten aber als gescheitert betrachtet werden.

Eine in ihrer Grundidee andersartige Methode der Formgebung von Abstandshaltern führte zu der von SMITH-PETERSEN (11,51) 1938 eingeführten Kappenprothese. Neu an dieser Methode war die Art des Interpositums, nämlich das Vitallium, die Form desselben und der Zugangsweg zum Hüftgelenk (Abb.1).

Das Vitallium, eine Legierung aus Kobalt 60 %, Chrom 30 %, Molybdän 5 %, Nickel 2 %, Eisen 0,6 % und Kohlenstoff 0,3 %, wurde von VENABLE und STUCK (60), in die Chirurgie eingeführt und von SMITH-PETERSEN nach fehlgeschlagenen Versuchen (seit 1923) mit Kunstglas und Bakelite aufgenommen, weil absolut korrsionsfest, nicht elektrolytisch und stabil. Die Hüftkappen kamen in drei verschiedenen Größen mit je drei verschiedenen Tiefen in den Handel.

Der totalprothetische Hüftgelenkersatz stellt eine Weiterentwicklung dieser sogenannten "Hemi-Alloarthroplastik" dar, bei welcher nur ein Gelenkanteil, zumeist der Hüftkopf, durch ein Implantat ersetzt wurde.

2.3 Kopf-Halsprothesen

Mit dem von den Gebrüdern JUDET 1946 (24) eingeführten Gelenk begann die Zeit der Kopf-Halsprothesen. Die Fixierung im Schenkelhals erfolgte über einen Stiel. Dieser Mechanismus stellte zwar eine erhebliche Verbesserung gegenüber den Kappenprothesen dar, genügte jedoch zur Befestigung bei dem im Hüftgelenk übertragenen Kräften nicht. Darüberhinaus erwies sich das Plexiglas als Werkstoff für Prothesen als nicht geeignet, da Abriebpartikel starke Fremdkörperreaktionen auslösten(Abb.2).



Smith-Petersen
Hüftkappenprothese
Metall



Judet
Hüftkopf-Schaftprothese
Plexiglas,
Polyäthylen

Abb.1 u.2 Erste Hüftkopfprothesen

2.4 Femurschaft-Endoprothese

Erst die von MOORE 1950 (36,37,38,39,40) eingeführte, aber schon 1940 erstmals angewendete Femurschaft-Endoprothese aus Metall zeigte Verbesserungen. Die Verankerung erfolgte durch Knocheneinwachsungen in die Schaftöffnungen nach dem sogenannten "Self-locking-Prinzip". Der Kopf wies einen vergleichsweise großen Durchmesser auf, um die Flächenpressung im natürlichen Pfannendach gering zu halten(Abb.3).

Dennoch ließen sich Einwanderungen des Kopfes in das Becken durch unphysiologisch hohe Belastungen des Knochens nachweisen. Die bei den Reoperationen gewonnenen Ergebnisse bestätigten die ausgezeichnete Fixierung des Schaftes im Markraum, so daß die Prothese speziell bei älteren Patienten mit herabgesetzter Dynamik noch heute zur Versorgung von Hüftkopfdstrukturen angewendet wird.

Eine sehr ähnliche Prothese entwickelte 1954 Fr.THOMPSON (55). Diese bestand ebenfalls aus Vitallium und unterschied sich von der MOOR' schen in der Hauptsache dadurch, daß der gesamte Schenkelhals an seiner Basis abgetragen wurde, während bei der MOORE'schen ein Stück stehenbleiben mußte, wenn die ursprüngliche Länge des Schenkelhalses wiederhergestellt werden sollte. Sie eignete sich also besonders für Fälle, in denen der gesamte Schenkelhals verlorengegangen war. Im übrigen war der Stiel im Anfangsteil etwas schmaler und besaß keine Fensterungen(Abb.4).

Von vielen Autoren wurde je nach Lage des Falles eine dieser beiden Prothesen verwendet.

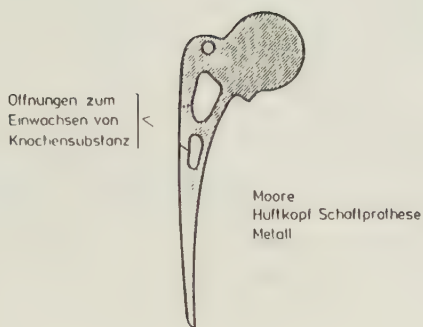


Abb. 3 Zementlos implantierbare Hufkopfprothese



Abb. 4 Prothese nach FREDRIK THOMPSON

Sehr ähnlich der Prothese nach Fr. THOMPSON war eine weitere, die von EICHER entwickelt wurde. Sie hatte eine breitere Auflagefläche. Dies konnte manchmal störend sein. Zähne an der Unterfläche sicherten sie gegen Rotation (21).

Während die vorgenannten Typen vor allem in Amerika angewandt wurden, zeichnete sich in Europa zunächst die Entwicklung von sogenannten "Spezialendoprothesen" ab. Diese bestanden zumeist aus einem Kopf-Halsstück, das aus Kunststoff (Plexiglas oder Methacrylat) gefertigt war, und einem langen Metallstiel (V4A-Stahl oder Vitallium), der in den Markkanal des Femurschaftes versenkt wurde.

Eine solche gab 1949 J. GOSSET (12) an. M. LANGE (26) und H. RETTIG (43) entwickelten Anfang der fünfziger Jahre eine ähnliche, die bei der Firma KLEUSER speziell für jeden Patienten nach Maß hergestellt wurde, die vorher aus Röntgenbildern und -pausen ermittelt worden waren. Sie bestanden aus einem Kopf-Halsstück aus Plexiglas, das mit einem Röntgenkontrastmittel versetzt war, und einem langen, mit Stahlstift armierten Stiel aufsaß (Abb. 5a u. 5b).

Die Prothese wurde besonders an der Klinik von A. WITT häufig verwendet. (A. WITT 1956 (68) und 1965 (69)). F. HOFMEISTER 1958 (20) und auch H. RETTIG und R. SCHÄFER (44) berichteten 1966 von besten Ergebnissen.

Allerdings wurden in einigen Fällen an der LANGE'schen Klinik Brüche des Stahlstiftes beobachtet, und auch F. HOFMEISTER beschrieb einen solchen Fall.

Eine genaue Untersuchung, die daraufhin vom Institut für Metallurgie und Metallkunde der Technischen Hochschule München durchgeführt wurde, ergab, daß korrosionsanfällige Stähle verwendet worden waren, wie der 18/8-Stahl, der für die Beanspruchung als ungeeignet bezeichnet wurde.

Empfohlen wurde nur das Vitallium oder ein 18/10/2-Chrom-Molybdän-Nickel-Stahl mit 0,05 % Kohlenstoff, weniger als 1 % Silicium und weniger als 2 % Mangan. Dieser hatte den Vorteil, daß er wesentlich leichter bearbeitet werden konnte, als das Vitallium, welches gegossen werden mußte (53).

Eine ähnliche Spezialprothese, die häufig verwendet wurde, gab 1954 MERLE d' AUBIGNE an (32).



Abb. 5a Spezialprothese nach
MAX LANGE, RETTIG, KLEUSER -
früheres Modell.



Abb. 5b Spezialprothese nach
MAX LANGE, RETTIG, KLEUSER
späteres Modell.

2.5 Rotations-Hüftkopf-Prothese

Die aus der MOORE und der etwa 1951 entstandenen THOMPSON-Prothese modifizierte Rotations-Hüftkopf-Prothese nach WEBER-HUGGLER (62) stellte keine wesentliche Verbesserung der Therapie dar, wenngleich das angewandte Rotationsprinzip darauf abzielte, die mechanische Belastung des Pfannenknorpels zu erniedrigen. Hierzu wurde ein Teil der Reibungskräfte zwischen Kopf und Pfannendach auf ein zweites Gelenk, die Drehachse für den Hüftkopf übertragen (Abb.6).

Die Bedeutung des Materials und damit auch des Prothesentypes für die Auslockerung konnte besonders deutlich bei der Analyse des o.g. Modells aufgezeigt werden. Nachuntersuchungen (16) z.B. an 236 Hüfttotalprothesen im Vergleich zwischen HUGGLER-WEBER-I und McKEE-FARRAR ergaben bei den WEBER-HUGGLER-Gelenken eine dreimal so hohe aseptische Lockerungsrate wie beim McKEE-FARRAR-Gelenk. Auf vier gelockerte Acetabula kam durchschnittlich eine Femurlockerung; beim WEBER-HUGGLER-Gelenk betrug das Verhältnis 7,3 : 1, beim McKEE-FARRAR-Gelenk 2,4 : 1. WEBER, STÖHMER und Semlitsch (64) nahmen an, daß feinstdisperse Abriebpartikel des seinerzeit verwendeten Polyesterkopfes eine osteolytische Schädigung des knöchernen Prothesenlagers verursachen und dadurch die Lockerungen des aus Prothesenkörper und Knochenzement bestehenden Implantatblockes bewirken.

Schleichende Infekte, auch durch Anaerobier, konnten nach ihren Angaben als auslösende Momente ausgeschlossen werden. Sie fassen die bisher beobachteten, gehäuften Pfannenlockerungen somit als polyester-spezifisch auf. STÖHMER (52) berichtete allerdings auch über beobachtete osteolytische Veränderungen im knöchernen Implantatlager von Kunstgelenken mit Polyäthylenkomponenten nach langjährigem Gebrauch.

Polyesterabrieb führt nach WEBER, STÜHMER und SEMLITSCH deswegen rascher zu Lockerungen, weil dieser Kunststoff stärker als Polyäthylen lokal retiniert und akkumuliert wird. Die ungünstigen Erfahrungen von WEBER und vor allem auch der HEIDELBERGER-KLINIK haben dazu geführt, daß die Autoren WEBER und HUGGLER dieses erste Modell durch ein neues ersetzen, vor allem durch den Verzicht auf den Polyesterkopf.

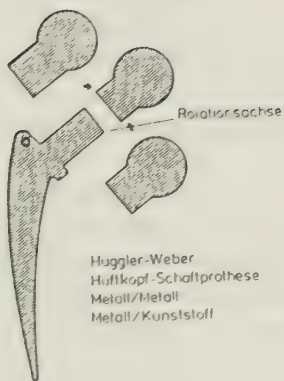


Abb. 6 Rotations-Hüftkopfprothese

2.6 Totalhüftendoprothesen

Die Entwicklung des totalen Gelenkersatzes geht auf Versuche von McKEE und WATSON-FARRAR Anfang der fünfziger Jahre zurück, obwohl bereits 1938 WILES (67) dieses Verfahren an sechs, schwer unter dem STILL'schen Krankheitsbild leidenden Patienten angewendet hatte. Ihre (30) 1956 eingeführte Totalhüftendoprothese brachte eine erhebliche Verbesserung in die Alloplastik des Hüftgelenkes. Dem Ganzmetallkopf (Chrom-Kobalt-Legierung), diente eine ins Becken implantierte, ebenfalls aus Metall bestehende Kunstpfanne als Gegenlager (Abb.7).

Die Krümmungsradien von Kopf und Pfanne stimmten bei den ersten Modellen genau überein, so daß eingeschwemmte Knochensplitter und Deformationen des dünnwandigen Pfannendaches zu Einschränkungen des Bewegungsspieles führten und erhebliche Werkstoffabtragungen verursachten. Durch Verwendung unterschiedlicher Krümmungsradien ließ sich dieses Problem jedoch lösen; auch dieses Gelenk befindet sich noch im klinischen Einsatz (56).

Eine funktionseinschränkende Komplikation durch Metallabrieb entsteht bei der Prothese nicht, wenn die zur Herstellung verwendeten Werkstoffe entsprechende Qualität haben, obwohl die kraftübertragenden Flächen aufgrund der unterschiedlichen Krümmungsradien nur punktförmig ausgebildet sind.

Zunächst unbefriedigende Resultate waren überwiegend dadurch bedingt, daß es nicht gelang, die Implantate dauerhaft im Knochen zu verankern. Von entscheidender Bedeutung wurde deshalb der Vorschlag von CHARNLEY im Jahre 1959 (7), das Prothesenmaterial mittels einer Kunststoff-Kittmasse, sogenanntes Knochenzement, im Knochen zu befestigen.

Dieses Vorgehen wurde jedoch schon 1951 durch HABOUSH (15) angewendet und 1953 beschrieben.

2.7 Methyl-Methacrylatprothesen

Aber erst die durch CHARNLEY eingeführte Einzementierung des Gelenkschaftes und der Gelenkpfanne mit Methyl-Methacrylatzement (8) führte zum klinischen Durchbruch der Hüftalloarthroplastik.

2.8 Polyäthylen

Eine weitere Schwierigkeit bestand in der Wahl geeigneten alloplastischen Materials für die artikulierenden Prothesenteile. Bei dem ersten Totalprothesenmodell nach McKEE-WATSON-FARRAR bestand, bis auf eine Ausnahme, sowohl die Pfanne, als auch der Kopfschaftteil aus einer Metallegierung. Der 1961 von CHARNLEY entwickelte Prothesentyp hatte einen Kopfschaftteil aus rostfreiem Stahl mit einer Pfanne aus Teflon (Abb.8). Die ersten, der aus Teflon bestehenden Pfannen erfüllten jedoch die Langzeitanforderungen trotz guter Gleiteigenschaften nicht, da insbesondere Belastungen durch kleine Hüftköpfe zum Fließen des Werkstoffes führten. Auch Glimmerbeimischungen (22) und Polyester (63) brachten nur kurzfristige Verbesserungen, so daß heute in künstlichen Gelenken bis auf wenige Ausnahmen (28) das 1963 ebenfalls von CHARNLEY eingeführte Polyäthylen verwendet wird (5,42,50,65).

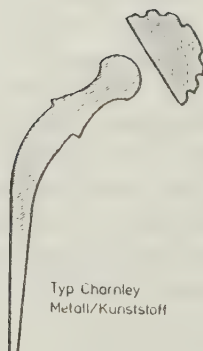


Abb. 7 u. 8 Hüftendoprothesen vom Schafttyp, die Hüftkopf und Hüftpfanne ersetzen

2.9 Prothese nach RING

Die anlässlich des SICOT-Meeting 1966 bekanntesten Prothesen waren die Metall-Metall-Prothesen nach McKEE-WATSON-FARRAR, die Prothese nach CHARNLEY aus rostfreiem Stahl und einer Polyäthylenkappe, die Prothese nach RING (45), die ohne Zement eingesetzt wurde und die sogenannte Gleitlagerprothese.

RING hatte seine im Jahre 1965/66 entwickelte Metall-Metall-Prothese wie zehn Jahre zuvor McKEE-WATSON-FARRAR mit einer zentralen Schraube versehen. Diese Prothese hatte sich in seinen Händen scheinbar gut bewährt, andere Autoren haben aber damit etliche Komplikationen, sogar Todesfälle durch Verletzung der A.glutea superior erlebt. Auch von frühzeitig auftretenden Lockerungen im Schaftbereich wurde immer wieder berichtet.

2.10 Polyazetal-Harz

Im Trend der darauf folgenden Prothesenneuentwicklungen sei hier zunächst eine vom Hersteller als "isoelastische Prothese" bezeichnete Alloplastik zu nennen, die die gleiche Elastizität wie der Knochen aufweisen sollte. Es handelte sich um eine Kombination zweier verschiedenartiger Kunststoffe miteinander, um ein günstigeres Abriebverhalten zu schaffen, als bei einer Kunststoff-Metall-Kombination. Die Bezeichnung isoelastisch war jedoch nicht zutreffend, da der Knochen weder homogen noch isotrop ist, das somit eine Prothese mit gleichem E-Modell ausschloß. Dennoch ist sicherlich zutreffend, daß Implantate im Knochen inkorporiert werden, wenn sie spielfrei eingebaut und die gleiche elastische Bewegung wie der Knochen erlauben, wenn also dadurch zwischen Implantat und Knochen keine Bewegung vorhanden ist (28).

Der Werkstoff für die Prothese - nämlich Polyazetal-Harz - schien jedoch nicht den Anforderungen zu entsprechen. Bereits 1974 wurde auf der Internationalen Normenkonferenz für chirurgische Implantate dargelegt, daß bei Lagerung dieses Thermoplasts im Serum Formaldehyd entstehen kann (49). Des weiteren ist bekannt, daß die ersten Modelle dieser Prothese nach relativ kurzer Implantationsdauer beim Menschen infolge Bruches reoperiert werden mußten (41).

2.11 Zementfreie Prothesenverankerung

Da der schwächste Punkt der bisher verwendeten Implantatmaterialien der Knochenzement ist, gingen andere Entwicklungen dahin, die Oberfläche des Schaftes mit Rippen und Poren zu versehen, um somit eine Verankerung ohne Zement zu erreichen (JUDET (25), Porometall, MITTELMEIER 1974 (33), Tragrippenprothese (Abb.9).

JUDET (25) berichtete 1980 über mehr als 2000 erfolgreiche Operationen bei einem Beobachtungszeitraum von acht Jahren, die MITTELMEIER-Prothese (35) wurde bisher in mehr als 1500 Fällen, die LORD-Prothese (27) in ca. 500 Fällen erfolgreich implantiert.

Das Grundprinzip dieser zementfreien Prothesenverankerung durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche, Kraftverteilung und Druckreduzierung ist jedoch nicht neu. Bereits im Jahre 1948 implantierte McBRIDE (29) eine Hüftprothese, deren Femurschaft zu besserer Fixierung mit einem selbstschneidenden Außengewinde versehen war.

Die Erfahrungen der letzten 20 Jahre haben jedoch gezeigt, daß die Standardalloarthroplastik bei sehr guten Anfangsergebnissen auf Dauer nicht befriedigt. Das Hauptproblem der Prothetik liegt in der mit zunehmender Implantationsdauer ansteigenden Zahl von aseptischen Prothesenlockerungen.

Besonders schwerwiegend ist auch in diesem Zusammenhang das nicht gelöste Problem anzusehen, daß die Krafteinleitung durch die Prothese unphysiologisch ist.

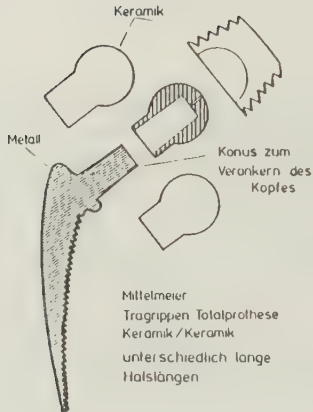


Abb.9 Zementlos implantierbare Totalendoprothese mit Keramikkopf und Keramikpfanne

Zur Lösung der anstehenden Problematik wurden in den vergangenen 10 Jahren verschiedene Möglichkeiten angegeben, z.B.:

- Andere Prothesenformen;
- Verankerung der Prothese ohne Zement;
- Verbesserte Tribologie (Reibeeigenschaften);
- Verbesserung der Biokompatibilität;
- Verbesserte Zementeigenschaften.

2.12 Schalenprothese

Hier ist insbesondere die Schalenprothese des Hüftgelenkes n. WAGNER (61,10) zu nennen, die einen gewissen Vorteil der besseren Rückzugsmöglichkeit auf Alternativoperationen bieten soll, da Hüftkopf und Schenkelhals zunächst erhalten bleiben. Als Nachteil ist die geringe Verankerungsfläche der Kopfschale gegenüber einer femuralen Prothesenkomponente mit langem intramedullären Stiel anzusehen.

Diese zum Oberflächenersatz vorgesehene Prothese wird seit 1972 bzw. seit 1974 verwendet. Lockerungen sind jedoch auch bei dieser Prothesenform nicht zu vermeiden, insbesondere werden sie bei pathologischer Knochenbeschaffenheit und bei entzündlichen Arthrosen mit schnell fortschreitender Knochenresorption beobachtet.

2.13 Fremdkörpergranulom

Auf die bereits hingewiesenen Fremdkörperreaktionen soll hier etwas näher eingegangen werden.

Das sogenannte aggressive Granulom, das als Fremdkörpergranulom als Reaktion auf den Pfannenabrieb entsteht, ist nach den histologischen Befunden nicht spezifisch für den Abrieb von Polyester (WEBER-HUGGLER-Prothese), sondern findet sich in unterschiedlicher Ausprägung immer beim Vorhandensein zumindest von Kunststoffabrieb (46).

Kleine Partikel (kleiner als 1μ) werden häufig in Makrophagen gesammelt und können lymphogen abtransportiert werden. Große Partikel, wie man sie insbesondere bei Kunststoffabrieb findet, führen zur Anlagerung von Fremdkörperriesenzellen.

Die Folge des vermehrt anfallenden Abriebes mit zunehmender Implantationsdauer ist dann eine ansteigende, granulierende Fremdkörperreaktion innerhalb des Kapselregenerates und an der Implantat-Knochen-Grenze. Durch Akkumulation kommt es dann zur Knochenresorption, welches letzten Endes zur Lockerung des Implantates führt (23).

Seit einiger Zeit gibt es jedoch auch die Paarung Keramik/Polyäthylen, die gegenüber der herkömmlichen Paarung Metall/Polyäthylen deutlich verbesserte Reibeigenschaften besitzt. Man erwartet, daß die Ergebnisse sich dadurch bessern. Ob die sehr dünne Zementschicht, die bei dieser Prothesenform notwendig ist, durch mechanische Belastung früher zerrüttet wird, läßt sich beim derzeitigen Erkenntnisstand noch nicht beantworten.

2.14 Aluminium-oxid-Keramik

Die Verwendung von Aluminium-oxid-Keramik wurde bereits in den 30er Jahren vorgeschlagen, jedoch erstmals von BOUTIN 1971 (3,4) in Angriff genommen.

In den letzten acht Jahren haben Prothesen aus Aluminium-oxid-Keramik Eingang in die Humanmedizin gefunden. Eine der hervorragendsten Eigenschaften der Aluminium-oxid-Keramik liegt in ihrer chemischen Stabilität, die im Gegensatz zu den meisten Metallen und Kunststoffen zu einer absoluten Korrosionsfestigkeit im biologischen Milieu führt (18).

Weiterhin weist die Kombination Keramik/Keramik oder Polyäthylen/Keramik gegenüber der Polyäthylen/Metall-Kombination einen um den Faktor 3 niedrigeren Reibungskoeffizienten auf, der nur noch wenig über dem des natürlichen Gelenks liegt. Durch diese deutlich verbesserte Reibeigenschaft können die an der Implantat-Knochen-Grenze auftretenden Kräfte reduziert werden (34).

2.15 Verbundhüftgelenkprothesen

Dem heutigen Stand der Technik entsprechen sogenannte Verbundhüftgelenkprothesen, bei denen der Prothesenkopf aus Aluminium-oxid-Keramik besteht; während für den Femurschaft metallische Legierungen beibehalten werden. Die Gelenkkörperpaarungen Keramik gegenüber Keramik und Keramik gegenüber Polyäthylen, die mit oder ohne Zement verankert werden können, finden unter dem Aspekt der verbesserten Tribologie zunehmend Verwendung (13,14).

Aus experimentellen und In-vivo-Untersuchungen kann angenommen werden, daß die Aluminium-oxid-Keramik aufgrund der verbesserten Tribologie auch einen geringeren Abrieb als die bisher übliche Paarung Metall/Polyäthylen hat. Die anfallenden Abriebpartikel haben hier vorwiegend eine Größe unter $1\text{ }\mu$, so daß sie innerhalb von Makrophagen gespeichert werden können und ein Abtransport aus der Kapsel in das Retikuloendotheliales System möglich ist. Die bisherigen Untersuchungen am Kapselregenerat zeigen bei richtiger Implantationstechnik nur eine ganz geringfügige Fremdkörperreaktion, so daß die Aluminium-oxid-Keramik als weitgehend biologisch inert angesehen werden kann (17).

Im übrigen kann im Rahmen der tierexperimentellen Untersuchungen (17) der Nachweis erbracht werden, daß das Knochengewebe sich einer Endoprothese mit vergrößerter Verankerungsfläche in der erwarteten Weise mit Vergrößerung der tragenden Knochenfläche anpaßt und damit eine stabile Verankerung ohne Knochenzement erreicht werden kann.

3. Die Entwicklung der McKEE-WATSON-FARRAR-Prothese

3.1. "Erste Serie"

Seit 1951 war der vollkommene Hüftgelenkersatz durch Kopf-Halsprothese und Pfanne von McKEE und WATSON-FARRAR mit verschiedenen Modellen angestrebt worden (30,31). Die ersten drei Alloplastiken die zur Anwendung kamen, bestanden zu einem Teil aus zwei Prothesen, die aus rostfreiem Stahl gefertigt waren und zum anderen aus einer Chrom-Kobalt-Legierung.

Die zwei Prothesen aus rostfreiem Stahl mußten jedoch schon vor Ablauf eines Jahres wieder entfernt werden, da sie offensichtlich nicht genügend inert waren, und es zu Lockerungen gekommen war. Die dritte lieferte für drei Jahre ein erfolgversprechendes Ergebnis, bis es schließlich zu einem Bruch der femuralen Komponente kam. Anfangs jedoch schien es zweifelhaft, ob die Chrom-Kobalt-Legierung dem rostfreien Stahl überlegen sei.

3.2. "Zweite Serie"

Nach einem Besuch im Jahre 1953 in den USA, entschloß sich McKEE, als femurale Komponente eine modifizierte THOMPSON-Prothese zu verwenden. Die Veränderung bestand aus einem kleineren und kugelförmigen Kopf und einer mit ihr artikulierenden Kappe, die im Acetabulumdach mit einer Schraube fixiert wurde, welche kürzer als die später von RING verwendete war. Die gesamte Alloplastik bestand wiederum aus einer Chrom-Kobalt-Legierung.

Dieses Prothesenmodell wurde zwischen 1956 und 1960 an ca. 40 Hüften angewendet und ergab in 51 % der Fälle ein gutes oder zufriedenstellendes Ergebnis, welches ungefähr der Erfolgsquote von Kappenplastiken entsprach (31).

Die durch CHARNLEY 1959 beschriebene Verwendung von Methyl-Methacrylatzement eröffnete neue Wege in der Praxis des totalen Hüftgelenkersatzes. Damit war die Möglichkeit geschaffen eine künstliche Pfanne in der richtigen anatomischen Stellung und vor allem genügend tief im Beckenknochen fest zu verankern.

3.3. "Dritte Serie"

Diese Entwicklung erforderte auch den Entwurf eines neuen Prothesentypes, sozusagen die "dritte Serie", die zwischen 1961 und 1964 verwendet wurde. Es wurde eine Acetabulumkappe konstruiert, die auf der Außenfläche mit Zapfen bedeckt ist und einen überstehenden Rand hat, um das Einfließen des Zements in das Gelenk während der Operation zu verhindern. Diese Kappe hatte eine halbkugelförmige Innenfläche, die an den zugehörigen Kopf einer THOMPSON-Prothese genau angepaßt ist. Auf diese genaue Anpassung wurde großer Wert gelegt und um Verwechselungen auszuschließen, wurden beide Prothesenteile nach diesem Vorgang mit der selben Nummer gekennzeichnet. Vor der Einkittung der Acetabulumkappe wurden Löcher in den Beckenknochen gebohrt und damals noch zusätzlich zwei Schrauben eingedreht. Dies diente zur Fixierung der Kunststoff-Kittmasse, weil er sich nicht mit dem Knochen verbindet, sondern nur dadurch hält, daß er einen genauen Abguß der Knochenoberfläche ergibt. Beim Einsetzen der Pfanne

muß dann besonders auf die Einhaltung des richtigen Winkels geachtet werden.

Der Hals der femuralen Komponente, die aus einer THOMPSON-Prothese bestand, wurde durch leichtes Abschleifen vertieft, besonders am unteren Teil. Dies gestattete dessen Flexion, ohne daß es zu einem Zusammenstoßen mit dem vorderen Rand der Acetabulumkappe kam.

3.4. "Vierte Serie"

Auf die Dauer konnte diese Lösung aber nicht befriedigen, und so wurde eine spezielle Halsprothese mit einem genau kugelförmigen Kopf und schlankerem Hals, aber mit dem gleichen Kragen und Stiel einer THOMPSON-Prothese entwickelt. Diese Neuentwicklung in Kombination mit der Anwendung der Zementtechnik ermöglichte die mehr oder weniger anatomiegerechte Platzierung der McKEE-WATSON-FARRAR-Prothese, ohne einen wesentlichen Eingriff in das Muskelspiel der Hüfte, vor allem bei Benutzung des postero-lateralen Zuganges (nach GIBSON).

Außerdem ergab sich durch die Vergrößerung des Kopfes und der Kappe eine bessere Verteilung des Kraftflusses über eine größere Oberfläche und durch die Kunststoff-Kittmasse eine Übertragung auf das ganze Acetabulum. Durch dieses Verfahren konnte die durch zu hohe Krafteinwirkung auf eine zu kleine Kappenoberfläche entstehenden Knochendestruktionen vermieden werden.

Den theoretischen Nachteil dieser Ausführungen stellte der relativ große Kopf dar, so daß der Reibungswiderstand höher sein mußte, als mit einem kleinen Sockel und Kopf. In der Praxis aber kommt nur ein kleiner Teil des gesamten Bewegungsablaufes zwischen Kopf und Sockel zum Tragen, wenn das Bein voll belastet wird und die Reibungskräfte am größten sind. Die größte Beanspruchung für die Hüfte ergibt sich jedoch bei unbelastetem Bein, wenn die Schwerkraft auf die Hüfte einwirkt, und so mußte folglich die Kombination dieser Umstände die Reibung beträchtlich herabsetzen.

3.5. Kobalt-Chrom-Legierungen

Der Vorbehalt gegen die Verwendung von Metallen an beiden Hüftgelenkoberflächen konnte ausgeräumt werden, aber Versuche im Royal National Orthopaedic Hospital, Stanmore durch SCALES 1964 (47), haben ergeben, daß die beidseitige Verwendung von Kobalt-Chrom-Legierungen gegenüber anderen Metallkombinationen einen geringeren Reibungswiderstand aufweist.

Zahlreiche Untersuchungen in den darauf folgenden Jahren (57,59,1,19,54,58,48) bestätigten die Abriebsvorgänge an McKEE-FARRAR-Prothesen in Form von deutlichen Funktionspuren an Kopf und Pfanne, den sogenannten Tragespuren. Ihr Auftreten ist bei allen Proben etwa gleich. Aufgrund der Größe und der Beobachtung, daß eine gewisse Größenordnung dieser Rillen nicht überschritten wird, läßt sich schließen, daß der Abrieb bei der Metall/Metall-Kombination zwar größer ist als bei der Metall/Kunststoff, für sich allein gesehen aber doch gering (57).

Ganzmetallprothesen weisen in Bezug auf den Verschleiß eine sehr hohe Lebensdauer auf. Laboruntersuchungen im Hüftsimulator ergaben eine Verschleißtiefe von 1/100 mm nach 1000 Stunden Simulatorversuch (59). In der Literatur wird sogar von nicht meßbarer Abnutzung bei einer nach 3 Jahren operierten McKEE-FARRAR-Prothese berichtet (1).

Daher ist vom Material her gesehen eine Begrenzung der Lebensdauer im Rahmen der bei der Alloarthroplastik zu erwartenden Zeiträume nicht gegeben (19).

Aufgrund der Ergebnisse dieser Untersuchungen besteht daher kein Zweifel an der praktisch unbegrenzten Haltbarkeit der McKEE-FARRAR-Prothese, wenn sie aus dem oben beschriebenen, legierten Material besteht (54).

Das Schicksal der abgeriebenen Metallteilchen wird verschieden interpretiert und ist sicher nur bis zu einem gewissen Maße bekannt. So konnte bei Reoperationen von Ganzmetallprothesen Typ McKEE-FARRAR in der Gelenkkapsel oft eine grau-amorphe Masse vorgefunden werden, deren Analyse ein sehr interessantes Ergebnis zeigte (58): Während in der Kobaltchrommolybdän-Gußlegierung das Verhältnis von Kobalt zu Chrom ca. 2:1 beträgt, ist das Kobalt-Chrom-Verhältnis der metallischen Abriebspartikel in der amorphen Masse nur noch ca. 1:1. Ein Teil des abgeriebenen Kobalts diffundiert folglich in andere Körperteile, welches auch dadurch nachgewiesen werden kann, daß bei Patienten mit derartigen Prothesen ein erhöhter Kobaltgehalt in Haaren, Urin und Blut zu finden ist (48).

Jedoch wurde gerade die Kobalt-Chrom-Legierung bisher in den wissenschaftlichen Untersuchungen als besonders gewebeuntenal und materialfest befunden, wenn man ihr für diese Punkte nicht sogar Spitzenstellungen einräumte.

Titan z.B., erwies sich als zu wenig elastisch, rostfreier Stahl hingegen als ungenügend inert.

Die Kombination Metall/Plastik ergab Schwierigkeiten durch feinen Partikelabrieb hinsichtlich Gewebereizung und Knochenabsorption.

Im Verlauf von vier Jahren wurden ca. 100 Operationen mit diesem Prothesentyp durchgeführt, 30 davon beinhalteten Revisionen. Dadurch konnte das Ergebnis in der Kategorie der guten und ausgezeichneten Resultate von 58 % auf 80 % verbessert werden (31).

3.6 Endgültiger Prothesentyp

Nach erneuter Verbesserung an der Prothese - so wurde seit 1966 ein kleineres Acetabulum verwendet, da das alte sich gelegentlich als zu groß erwiesen hatte um vollständig im Knochen versenkt werden zu können - kam man durch Auswertung weiterer Operationen zu dem Schluß, daß besonders auf eine feste Verankerung der Prothesenbestandteile im Knochen Wert gelegt werden mußte. Diese Fixation wurde von einigen Autoren seit 1971 durch ein einwandfreies Einsetzen der Kappe, Rückkehr zu Vitalliumschrauben, deren vollständige Einbettung in die Kunststoff-Kittmasse und durch eine Aushöhlung des Trochanter zur Vergrößerung der Zementhaftfläche erreicht. Der Trochanter und dieser Zementbereich wurden darüberhinaus seitdem mit nur einer einzigen Schraube fixiert. Dieser, bis heute angewandte Prothesentyp erlaubt, in der Kategorie der guten bis ausgezeichneten Operationsergebnisse eine Steigerung bis 97 % (31) .

4 Diskussion

Auch bei einer kritischen Diskussion über den Stellenwert der Totalendoprothesen-Implantation sollte nie die segensreiche Wirkung dieser Operationsmethode vergessen werden:

Sie hat eine Wandlung in der Therapie der Erkrankung möglich gemacht, die noch vor 35 Jahren in vielen Fällen mit Bettlägerigkeit und lebenslanger Pflegebedürftigkeit belastet war.

Die ersten Versuche einer Arthroplastik, die von CARNOCHAN unternommen wurden, liegen schon über 140 Jahre zurück. Aber erst von der intramedullären Knochenschienung (KONTSCHER und SMITH-PETERSON) hat die totalendoprothetische Versorgung eine Entwicklung genommen, die, von der Biotechnik her gesehen, bis heute immer neue Aspekte eröffnet. Während sich beim älteren Patienten keine wesentlichen Probleme ergeben, hängt der Erfolg beim jungen Menschen, bei dem eine lange Standzeit der Prothese angestrebt werden muß, von der Auswahl der Materialien und vom Verankerungsprinzip ab. Zur Zeit stehen mehrere Prothesentypen zur Verfügung:

Metall/Metall und Metall/Polyäthylen-Prothese (mit Zement):

Es handelt sich hier um den am meisten benutzten Prothesentyp mit intramedullärer Stielverankerung, der vorwiegend unter Verwendung von Knochenzement implantiert wird. Seine Vorteile sind: relativ einfache Operationstechnik, schnell eintretender sicher kalkulierbarer Erfolg und rasche Mobilisierung des Patienten. Nachteilig ist die nach etwa 8 bis 10 Jahren zu erwartende Lockerung, wobei dem nicht unerheblichen Kunststoffabrieb eine entscheidende Bedeutung bei der Auslockerung zukommt. Die Indikationsstellung zu dieser Totalendoprothese sollte sich

demzufolge auch im wesentlichen auf Menschen oberhalb des 65. Lebensjahres beschränken.

Zementfrei implantierbare Prothesen:

Diese Prothesentypen werden sowohl mit der Gelenkpaarung mit Teil-Polyäthylen als auch Keramik/Keramik angeboten. Soweit die jetzt vorliegenden Ergebnisse, die sich auf einen Beobachtungszeitraum bis zu 9 Jahren (25, 27, 35) gründen, eine Beurteilung zulassen, ist mit ausreichend hoher Sicherheit auch ohne die Verwendung von Knochenzement eine feste Verhaftung der Prothese innerhalb des Knochens zu erzielen. Der Nachteil dieses Prothesentyps liegt in der Notwendigkeit, das Bein relativ lange zu entlasten, nämlich bis zur festen Adaption des Knochens an die Prothese. Hier kann im Durchschnitt ein Zeitraum von 3 bis 5 Monaten angenommen werden. Der große Vorteil dieser Prothesen ist in der Vermeidung der Zementprobleme zu sehen, die ja, wie dargelegt, die Standzeit der Totalendoprothesen entscheidend beeinflussen. Diese Prothese wird deswegen bei Patienten unter dem 50. Lebensjahr eingesetzt.

Oberflächenersatz:

Dieser Prothesentyp wird in der Gleitkörperpaarung Metall/Polyäthylen sowie in der Paarung Keramik/Polyäthylen angeboten. Als Nachteil ist auch bei dieser Prothese die Zementverankerung zu nennen, weiter muß eine weitgehende Entlastung des Beines bis zu 3 Monaten eingehalten werden. Trotz Zementverankerung und langer Entlastungszeit werden auch bei dieser Prothese Frühlockerungen beobachtet. Der große Vorteil dieses Prothesentypes gegenüber den Prothesen mit intramedullärer Stielverankerung ist die bessere Rückzugsmöglichkeit bei Fehlschlägen der Operation. Aus diesen Gründen sollte die Prothese, ebenso wie die zementfrei verankerten Prothesen, ihren überwiegenden Indikationsbereich bei Patienten unterhalb des 60. Lebensjahres haben.

Mit dem Fortschreiten der technischen Entwicklung werden sich bestimmt auch weitere neue Möglichkeiten der Hüftalloarthroplastik eröffnen.

Die dazu in den letzten Jahren veröffentlichten Ergebnisse sind ermutigend. Nach ihnen beginnt sich eine Lösung der Lockerungsproblematik abzuzeichnen. Sie würde es erlauben, den totalendoprothetischen Gelenkersatz auch auf jüngere Patienten auszudehnen.

5 Zusammenfassung

Es wird die Entwicklung der Hüftgelenkendoprothesen unter besonderer Berücksichtigung der McKEE-WATSON-FARRAR-Prothese von ihren Anfängen bis zum heutigen Stand beschrieben.

Schwerpunkte auf diesem Wege sind die Hüftkappenprothese n. SMITH-PETERSEN (1938), die Kopf-Halsprothese der Gebrüder JUDET (1946), sowie die Femurschaft-Endoprothese von MOORE (1950) nach dem sog. "Self-locking-Prinzip". Darauf folgend zeichnete sich in Europa zunächst die Entwicklung von sog. "Spezialendoprothesen" ab. Die am häufigsten verwendete Prothese dieses Types wurde von M.LANGE und H.RETTIG Anfang der fünfziger Jahre entwickelt. Eine erhebliche Verbesserung brachte die durch McKEE und WATSON-FARRAR 1956 eingeführte Totalhüftendoprothese. Die von CHARNLEY 1959 eingeführte Einzementierung des Gelenkschaftes und der Gelenkpfanne mit Methyl-Methacrylatzement führte zum klinischen Durchbruch der Hüftalloarthroplastik. In den letzten 25 Jahren gingen die Entwicklungen dahin, über veränderte Prothesenformen (Schalenprothese n. WAGNER), zementfreie Prothesenverankerung (MITTELMEIER, JUDET, LORD), verbesserte Tribologie (Aluminium-oxid-Keramik) und die sog. Verbundhüftgelenkprothesen Möglichkeiten zur Lösung des Problems der Prothesenlockerung zu finden.

Besondere Berücksichtigung findet die Entwicklung der McKEE-WATSON-FARRAR-Prothese, da sie in Anbetracht der Lebensdauer im Rahmen der bei der Alloarthroplastik zu erwartenden Zeiträume sich auch heute noch im klinischen Gebrauch befindet.

Die Probleme der Materialwahl, der Verankerung und der biologischen Reaktionen werden erörtert.

So ergibt sich z.B., daß die zementfreie Prothesenimplantation sich sicherlich immer auf einen eng begrenzten Patientenkreis beschränken wird. Daher wird von verschiedenen Arbeitsgruppen versucht, die mechanischen Eigenschaften des Knochenzementes zu verbessern. Durch die Zumischung von Kohlefasern kann eine deutlich höhere und länger anhaltende Biegebruchfestigkeit als bei normalen Knochenzement erreicht werden. Gleichzeitig wird versucht, durch Zumischung von bioaktiver Glaskeramik oder Apatit-Pulver zwischen Zement und knöchernem Implantat-lager eine zusätzliche, physikalisch-chemische Verbindung herbeizuführen. Die guten experimentellen Ergebnisse bedürfen jedoch noch der klinischen Bestätigung. Bei positivem Ausfall eröffnet diese Zementverbesserung für die Zukunft die Möglichkeit, die Langzeitergebnisse auch der herkömmlichen Totalendoprothesen deutlich zu verbessern.

6 LITERATURVERZEICHNIS

- (1) Apley, A.G.: Modern trends in orthopaedics. Butterworth, London (1972)
- (2) Bade, P.: Zur Arthroplastik des Hüftgelenkes. Z.Orthop. Chir. Stuttgart 59, 234-264 (1933)
- (3) Boutin, P.: Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine fritté. Etude expérimentale et premières applications cliniques. Rev.Chir.orthop. 58, 229-246 (1972)
- (4) ders.: Les prothèses totales de la hanche en alumine. L' anrage direct sans ciment dans 50 cas. Rev.Chir. orthop. 60, 233-245 (1974)
- (5) Buchholz, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk, Modell St. Georg. In: H. Cotta und K.P. Schulitz edit., Der totale Hüftgelenkersatz, Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag (1973)
- (6) Chapchal G.: Erfahrungen mit der Hüftgelenkarthroplastik mit Vitalliumkappe. Z.Orthop. Stuttgart 79, 417-432 (1950)
- (7) Charnley, J.: Anchorage of the femoral head prosthesis of the shaft of the femur. J. Bone Surg. 42 B, 28 (1960)
- (8) ders.: Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet II, 1129 (1961)
- (9) Christiansen, T.: A new hip prosthesis with trunnion-bearing. Acta chirurgica Scandinavia 39 A, 759 (1957)
- (10) Freeman, M.A.R.: In: Advances in artificial hip an knee joint technology, edit.:Schladach, M, und Hohmann, D., Springer-Verlag Berlin/Heidelberg/ New York (1976)
- (11) Friedebold, G.: The Smith-Petersen cap arthroplasty. In: Chapchal, G., edit., Arthroplasty of the hip, Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag (1973)

- (12) Gosset, J.: Presentation d'une arthroplastie de la hanche par prothèse cervico-capitale selon notre technique personnelle. Mem. Acad. Chir. 75, 800 (1949)
- (13) Griss, P., Heimke, G.: Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprosthesis. I. Clinical evaluation. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 98: 157-164 (1981)
- (14) ders.: Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprosthesis. II. Mechanical evaluations and improvements. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 98: 165-171 (1981)
- (15) Haboush, E.J.: A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic and other considerations. Bull. Hosp. Joint Dis., 14: 242-277, (1953)
- (16) Hackenbroch, M.H., Bruns, H., Holbe, R., Lechleuthner, H.: Weitere Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Hüftgelenks. Klinische und radiologische Nachuntersuchungsergebnisse nach 3-bis 6jähriger Implantationszeit. Arch. orthop. Unfall-Chir. 84, 149 - 168 (1976)
- (17) Harms, J., Mäusle, E.: Tissue reaction to ceramic implant material. J. Biomed. Mater Res 13: 67 - 87 (1979)
- (18) ders.: Biokompatibilität von Implantaten in der Orthopädie. Hefte Unfallkunde. Springer-Verlag Berlin/Heidelberg/New York (1980)
- (19) Hessert, G.R.: Oberflächenuntersuchungen an der McKee-Farrar-Hüftendoprothese. Arch. orthop. Unfall-Chir. 70, 1-13 (1971)
- (20) Hofmeister, F.: Die orthopädisch-chirurgische Behandlung der traumatisch bedingten Schenkelhalsnekrosen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 49, 556-557 (1957)
- (21) Huggler, A.: Erfahrungen mit Hüftendoprothesen. Verh. Dtsch. Ges. Orthop. 51, 430-436 (1964)
- (22) ders.: Die Alloarthroplastik des Hüftgelenks mit Femurschaft und Totalendoprothesen, Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag (1968)

- (23) Jäger, M., Ungethüm, M.: Korrelation klinischer und technischer Aspekte zur Frage der Endoprothesen-
lockerung. Orthop. Praxis 12, 578 (1976)
- (24) Judet, J., Judet, R.: The use of an artificial
femoral head for arthroplasty of the hip joint.
J. Bone and Joint Surg. 32 B, 166 (1950)
- (25) Judet, R., et al.: Vollständige Hüftprothese aus
Porometall ohne Zement, SOFCOT-Kongress, Paris,
Nov. (1977)
- (26) Lange, Max: Arthrolyse and Arthroplastik. Verh.
Dtsch. Ges. Orthop. 39, 62-87 (1952)
- (27) Lord, G.: Erfahrungsbericht über 400 zementlose
Hüfttotalprothesen, MOT 80, 39-43 (1980)
- (28) Mathys, R.: Stand der Verwendung von Kunststoffen
für künstliche Gelenke. Aktuelle Traumatologie 3,
253 (1973)
- (29) Mc Bride, E.D.: A metallic femoral head prosthesis
for the hip joint. J. int. Coll. Surg. 15,498 (1951)
- (30) McKee, G.K., Watson-Farrar, I.: Replacement of the
arthritic hips by the McKee-Farrar-prosthesis. J.
Bone Surg. 48 B, 245 (1966)
- (31) McKee, G.K., Chen, S.C.: The statistics of the McKEE-
Farrar-method of total hip replacement. Clinical
orthopaedics and related research, No.95, Sept. (1973)
- (32) Merle d'Aubigné, R., Postel, M.: Functional results of
hip arthroplasty with acrylic prosthesis. J. Bone Joint
Surg. 36 A, 451-475 (1954)
- (33) Mittelmeier, H.: Zementlose Verankerung von Endoprothesen
nach dem Tragrippenprinzip. Z. Orthop. 112, 27 (1974)
- (34) Mittelmeier, H., Harms, J.: Implantate aus Aluminium-
oxid-Keramik. Vortrag, Biomaterialien-Symposium Gießen,
14. Juni (1980)

- (35) Mittelmeier, H.: 4 Jahre Erfahrung mit Autophor-Keramik-Hüftprothesen, MOT 80, 19-25 (1980)
- (36) Moore, A.T., and Bohlman, H.R.: Metal hip joint. A case report. J. Bone Surg. 25, 688 (1943)
- (37) ders.: Metal hip joint. A new self-locking vitallium prosthesis. South. Med. J. 45, 1015 (1952)
- (38) ders.: A new self-locking vitallium prosthesis to reconstruct the hip joint. - The southern Exposure. Recorder of the Columbia Medical Society, June (1954)
- (39) ders.: The self locking metal hip prosthesis. J. Bone Surg. 39 A, 811 (1957)
- (40) ders.: The Moore self-locking vitallium prosthesis in fresh femoral neck fractures. Instructional course lectures Vol. XVI, 309-321 (1959)
- (41) Morscher, E.: Erste Erfahrungen mit einer isoelastischen zementlosen Totalprothese des Hüftgelenks. 61. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie, Saarbrücken (1974)
- (42) Müller, M.E.: Total hip prosthesis. Clinical orthopaedics 72, 46 (1970)
- (43) Rettig, H.: Die Hüftarthroplastik mit Spezialendoprothesen. Z. Orthop. Stuttgart 82, 290-294 (1952)
- (44) Rettig, H., Schäfer, R.: Zur Behandlung von Spätschäden nach Schenkelhalsfrakturen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 59, 138-146 (1966)
- (45) Ring, P.A.: Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring's prosthesis. J. Bone Surg. 50, 720-731 (1968)
- (46) Rütt, A.: Zur Ätiopathogenese der aseptischen Auslockerung von Hüftgelenktotalendoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 88, 139-152 (1977)
- (47) Scales, J.T.: Personal communication (1964)
- (48) Scales, J.T., Lowe, S.A.: In: Jayson, M.: Total Hip Replacement. Sector Publishing, London (1971)

- (49) Scales, J.T.: Mitteilung auf der ISO-Tagung für chirurg. Implantate. Davos, Mai (1974)
- (50) Scales, J.T., Winter, G.D.: Clinical considerations in the choice of materials for orthopaedic internal prosthesis. J. of biomedical materials research Symposium 6, 167 (1975)
- (51) Smith-Petersen, M.N.: Arthroplasty of the hip, a new method. J. Bone and Joint Surg. 21, 269 (1939)
- (52) Stühmer, G.: Mündliche Mitteilungen (1975)
- (53) Täger, K.H.: Materialprüfung für Metalle in der Orthopädie und Chirurgie. Chirg. 33, 128-131 (1962)
- (54) ders.: Untersuchungen an Oberflächen und Neogelenk-kapseln getragener McKee-Farrar-Endoprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 86, 101-113 (1976)
- (55) Thompson, Fr.: Two and a half years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. J. Bone Joint Surg. 36 A, 489-502 (1954)
- (56) Tillberg, B.: Total hip arthroplasty using the McKee-Watson-Farrar-prosthesis. Acta orthop. Scand. 53, 103-107 (1982)
- (57) Ungethüm, M., Jäger, M., Witt, A.N.: Sphärizitäts-messungen an Totalendoprothesen nach McKee-Farrar und Weber-Huggler. Arch.orthop. Unfall-Chir. 73, 1 (1972)
- (58) Ungethüm, M., Zenker, H.: Abrieb-u. Oberflächenunter-suchungen bei einer Totalendoprothese nach McKee-Farrar. Arch.orthop. Unfall-Chir. 76, 212-219 (1973)
- (59) Ungethüm, M., Hildebrandt, J., Jäger, M., Moslé, H.G.: Ein neuer Simulator zur Testung von Totalendoprothesen für das Hüftgelenk. Arch.orthop. Unfall-Chir. 77, 304 (1973)
- (60) Venable, C.S., Stuck, W.G.: Results of recent studies and experiments concerning metals used in the internal fixation of fractures. J. Bone Surg. 30 A, 247 (1948)

- (61) Wagner, H.: Der alloplastische Gelenkflächenersatz am Hüftgelenk. Arch.orthop.Unfall-Chir.82, 101 (1975)
- (62) Weber, B.G.: Die Rotations-Totalendoprothese des Hüftgelenks. Z. für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 107, 304 (1970)
- (63) Weber, B.G., Stühmer, G.: Gute und schlechte Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Hüftgelenkes. In: H. Cotta und K.-P. Schulitz, edit., Der totale Hüftgelenkersatz, Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag (1973)
- (64) Weber, B.G., Stühmer, G., Semlitsch, W.: Erfahrungen mit dem Kunststoff Polyester als Komponente der Rotationsprothese des Hüftgelenks. Z.orthop.112, 1106 (1974)
- (65) Weber, B.G., Stühmer, G.: The trunnion-bearing total hip prosthesis. In: Schaldach, M., Homann, D., edit., Advances in artificial hip and knee joint technology, Springer-Verlag Berlin/Heidelberg/New York (1976)
- (66) Whitman, R.: The reconstruction operation for arthritis deformans of the hip joint. Amer.J.Surg. 80, 779-785 (1924)
- (67) Wiles, Ph.: The surgery of the osteo-arthritic hip. British J. Surg., 45: 488-497 (1958)
- (68) Witt, A.N.: Zur Indikation und Technik der Alloarthroplastik des Hüftgelenks. Langenbeck's Arch.klin.Chir. 284, 668-680 (1956)
- (69) ders.: Der derzeitige Stand der Alloarthroplastik. Langenbeck's Arch.klin.Chir. 309, 3-14 (1965)

LEBENS LAUF

Am 26.09.1951 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. Alfred Köstler und seiner Ehefrau Dr. Hedwig Köstler, geb. Toth, in Budapest/Ungarn geboren.

Von 1957 - 1963 besuchte ich die Volksschule in Wien, Schwäbisch-Gmünd und München.

1972 legte ich am Rupprecht-Gymnasium in München das Abitur ab.

1973 Beginn des Studiums der Human-Medizin an der Universität Padua/Italien. Zuletzt Studium an der LMU-München, wo ich im Mai 1981 das Staatsexamen ablegte.

Im August 1981 begann meine ärztliche Tätigkeit als Stabsarzt im Rahmen des Grundwehrdienstes in Starnberg als Truppenarzt unter gleichzeitiger Übernahme als Soldat auf Zeit im gleichen Jahr.

Im März 1983 erfolgte meine Versetzung an das Bundeswehrkrankenhaus-München in die Abteilung X, Anästhesie und Intensivmedizin. Nach der Beförderung zum Oberstabsarzt 1983 arbeite ich seit April 1984 als Stationsarzt auf der Abteilung I, Innere Medizin.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med K.H. Täger
für die Überlassung des Themas und seine freundschaftliche
Unterstützung in allen Fragen.

Desweiteren gilt mein Dank den folgenden Personen für
ihre Mithilfe:

Schwester Traudte

Annegret Biallowons

Kornelia Dahmen.

